

POLSKA  
RZECZPOSPOLITA  
LUDOWA



URZĄD  
PATENTOWY  
PRL

# OPIS PATENTOWY

# 148 658

Patent dodatkowy  
do patentu nr \_\_\_\_\_

Zgłoszono: 84 12 31 (P. 251373)

Pierwszeństwo \_\_\_\_\_

Zgłoszenie ogłoszono: 86 07 01

Opis patentowy opublikowano: 1990 03 31

CZYTELNIA

Urzędu Patentowego  
Polskiej Rzeczypospolitej Ludowej

Int. Cl.<sup>4</sup> G01P 5/18  
A61B 5/02  
A61B 5/10

Twórcy wynalazku: Andrzej Czapla, Jerzy Kopka, Jewgienij Popieczitieljew

Uprawniony z patentu: Politechnika Śląska im. Wincentego Pstrowskiego,  
Gliwice (Polska)

## URZĄDZENIE DO POMIARU PRĘDKOŚCI KRWI W NACZYNIACH WŁOŚNICZKOWYCH

Przedmiotem wynalazku jest urządzenie do pomiaru prędkości krwi w naczyniach włosniczkowych metodą telewizyjną. Urządzenie może być wykorzystywane także do pomiaru prędkości obiektów poruszających się na złożonych obrazach, których analiza wymaga udziału człowieka-operatora.

Znane urządzenia do pomiaru prędkości krwi w naczyniach włosniczkowych metodą telewizyjną nazwane dalej urządzeniami pomiarowymi, pracują w systemie pomiarowym składającym się z mikroskopu, kamery TV, urządzenia pomiarowego, monitora TV i rejestratora i zawierają następujące układy: generator pola pomiarowego, układ analizy sygnału wizji i mieszacz sygnałów. Na wejścia tych układów podawany jest sygnał wizji z kamery TV, analizującej za pośrednictwem mikroskopu obraz tkanki biologicznej. Drugie wejście mieszacza połączone jest z wyjściem generatora pola pomiarowego, a wyjście z wejściem monitora TV. Człowiek-operator obserwuje na monitorze TV obraz wypadkowy składający się z obrazu tkanki biologicznej i nałożonego na niego obrazu pola pomiarowego w postaci jednego lub dwu okien pomiarowych. Operator sterując napięciami rozmiarów i położenia okien, podawanymi na wejścia generatora pola pomiarowego, rozmieszcza w jednym przypadku jedno okno wzdłuż osi naczynia włosniczkowego, w drugim przypadku dwa okna w dwóch miejscach naczynia - jedno w górnym, drugie w dolnym biegu strumienia krwi. Wyjście generatora pola pomiarowego połączone jest z drugim wejściem układu analizy sygnału wizji. Układ ten w pierwszym przypadku zawiera dwa układy pamięci, do których na przemian w znanym odstępie czasu, na przykład równym okresowi formowania półobrazu telewizyjnego, zapisywane są wartości amplitud sygnału wizji obrazu analizowanego w granicach pola pomiarowego. Wyjścia układów pamięci połączone są z wejściami

korelatora, obliczającego maksimum funkcji wzajemnej korelacji tych dwu ciągów amplitud, a na tej podstawie drogę jaką przechodzi cząstka krwi w zadanym okresie czasu.

W drugim przypadku układ analizy sygnału wizji zawiera dwa układy próbujące z pamięcią, do których wpisywane są wartości amplitud sygnału wizji obrazu analizowanego w granicach obu okien pomiarowych, a wyjścia tych układów pamięci połączone są z wejściem korelatora wyliczającego znacznie maksimum funkcji wzajemnej korelacji tych dwu ciągów amplitud i na tej podstawie czas przejścia cząstki zadanej odległości między oknami pomiarowymi. Uzyskane dane są wykorzystywane w obu przypadkach do wyliczania prędkości krwi w naczyniu włosniczkowym, która rejestrowana jest na rejestratorze. Wadą tych urządzeń jest złożoność ich układów analizy sygnału wizji, które dokonują analizy gęstości optycznej obrazu (dokonują analizy poziomu szarości sygnału wizji, zawierają przetworniki A/C sygnału wizji i bloki wykonujące złożone operacje arytmetyczne (K. Tyml et al. A method for on-line measurements of red cell velocity in microvessels using computerized frame-by-frame analysis of television images. *Microvascular research* 20, 1-8, (1980) M. Intaglietta et al. *Capillary flow velocity measurements in vivo end situ by television methods. Microvascular research* 10, 165-179, 1975).

Urządzenie do pomiaru prędkości krwi w naczyniach włosniczkowych według wynalazku charakteryzuje się tym, że pracuje w systemie pomiarowym z mikroskopem, kamerą TV, monitorem TV, rejestratorem i składa się z generatora pola pomiarowego, układu analizy sygnału wizji, mieszacza sygnałów, których wejścia połączone są z wyjściem sygnału wizji kamery TV, analizującej za pośrednictwem mikroskopu obraz tkanki biologicznej. Wyjście generatora pola pomiarowego połączone jest z drugim wejściem mieszacza i drugim wejściem układu analizy sygnału wizji, którego wyjście sygnału analogowego połączone jest z wejściem rejestratora. Wyjście mieszacza połączone jest z wejściem monitora TV.

Układ analizy sygnału wizji zawiera komparator. Na jedno wejście komparatora podany jest sygnał wizji z kamery TV, na drugie wejście napięcie poziomu dyskryminacji. Wyjście komparatora jest połączone z pierwszym wejściem pierwszej bramki I, na drugie wejście której podany jest sygnał formowania pola pomiarowego. Wyjście pierwszej bramki I połączone jest z trzecim wejściem mieszacza i pierwszym wejściem drugiej bramki I, na drugie wejście której są podane impulsy dyskretyzacji rastra telewizyjnego, a wyjście jest połączone z wejściem licznika.

Urządzenie według wynalazku ma prosty układ analizy wykonany z typowych elementów techniki cyfrowej, w którym sygnał wizji odpowiadający analizowanemu fragmentowi obrazu sprowadzany jest do postaci binarnej, a następnie dla określenia prędkości obiektów mierzone są ich parametry geometryczne.

Przedmiot wynalazku pokazany jest na rysunku, na którym fig. 1 przedstawia schemat blokowy systemu pomiarowego do pomiaru prędkości krwi, fig. 2-schemat układu analizy sygnału wizji, fig. 3-sumaryczny obraz na ekranie monitora TV, a fig. 4-wykresy napięć na wejściach rejestratora.

Obraz mikroskopowy tkanki z naczyniem włosniczkowym na wyjściu mikroskopu 1 jest analizowany przy użyciu kamery TV 2. Sygnał wizji U z kamery TV podawany jest na wejście urządzenia pomiarowego 3, a tu na wejścia: generatorów pól pomiarowych 4, układów analizy 5 i mieszacza 6. Operator Op analizuje obraz odtwarzany na ekranie monitora TV 7. Za pośrednictwem sygnałów sterujących  $U_{S1,2}$  steruje pracą generatorów pól pomiarowych 4, a formowane z ich pomocą pola pomiarowe 14 i 15 w postaci fragmentów linii telewizyjnych o długościach odpowiednio  $L_1$ ,  $L_2$  i współrzędnych środków  $x$ ,  $y_{1,2}$  rozmieszcza na prostoliniowym odcinku naczynia włosniczkowego 16 prostopadłe do jego osi. Odległość  $l$  między polami pomiarowymi określana jest doświadczalnie i równa jest w przybliżeniu średniej długości erytrocytu 17, lub średniej długości prześwitu plazmowego między zlepkami erytrocytów. Sygna-

ły pół pomiarowych  $U_{T1}$ ,  $U_{T2}$  są podawane na wejście mieszacza 6 i wejścia pierwszych bramek iloczynu logicznego I 10.

Przy użyciu sygnałów poziomów dyskryminacji  $U_{D1,2}$  podawanych na wejścia komparatorów 9 operator  $Op$  steruje dyskryminacją amplitudową sygnału wizji podawanego na ich drugie wejście. Na wyjściu komparatorów 9 uzyskuje się sygnały binarne, z których przy pomocy pierwszych bramek I 10 wydzielane są sygnały  $U_{TA1,2}$  - binarne sygnały wizji w granicach pół pomiarowych. Sygnały te są podawane na wejście mieszacza 6. Na wyjściu tego układu otrzymuje się pełny sygnał wizji  $U_p$  formowania obrazu zawierającego trzy składowe: pierwszą obrazu analizowanego: tkanki 18, naczynia włosniczkowego 16, erythrocytu 17, drugiego obrazu pół pomiarowych 14, 15 o długości  $L_1$  i  $L_2$  i trzecią obrazu przetworzonej treści obrazu analizowanego w granicach pół pomiarowych - zaczerpnięte fragmenty pół pomiarowych 19, 20 o długościach  $L_{A1n}$ ,  $L_{A2n}$ . Pełny sygnał wizji  $U_p$  jest podawany na wejście monitora TV 7 i powoduje odtwarzanie na jego ekranie wypadkowego obrazu. Poziomy dyskryminacji  $U_{D1,2}$  obierane są tak, aby były jedynie wyższe od poziomu sygnału wizji określającego obraz erythrocytów. Zakłada się, że gęstość optyczna erythrocytów w granicach pół pomiarowych jest wyższa od gęstości optycznej innych elementów obrazu analizowanego. W ten sposób zaczerpnięcia 19, 20 na obrazie powstaną tylko dla erythrocytów. Przy założeniu, że erythrocyt 17 porusza się w stosunku do nieruchomych pół pomiarowych 14, 15 z prędkością  $V$  - kolejne długości  $L_{A1n}$ ,  $L_{A2n}$  będą określały rozmiary poprzeczne erythrocytów dla  $n$ -tego półobrazu telewizyjnego. W celu zmierzenia długości tych odcinków sygnały  $U_{TA1,2}$  są podawane na wejścia drugich bramek I 11, a na ich drugie wejścia podawane są impulsy  $U_G$  z generatora dyskretyzacji rastra TV. Wyjścia bramek 11 są połączone z wejściami liczącymi liczników 12. Bramki 11 otwierają się dla impulsów  $U_G$  dla  $V_{TA} = 1$ , tzn. sygnału dającego na obrazie zaczerpnięcia 19, 20. Pomiar odcinków  $L_{A1,2n}$  powinien odbywać się cyklicznie np. dla każdego półobrazu telewizyjnego, dlatego na wejścia liczników 12 podawane są impulsy synchronizacji pionowej  $U_V$ . Sygnały cyfrowe z wyjść liczników 12 przetworzone przy pomocy przetworników C/A 13 do postaci sygnałów analogowych  $U_{A1}$ ,  $U_{A2}$  są podawane na wejścia rejestratora 8. Piki na wykresach (fig. 4) powstają w momentach przechodzenia erythrocytów przez pola pomiarowe 14, 15. Napięcia zarejestrowane na obu kanałach rejestratora mają zbliżone kształty lecz są przesunięte względem siebie o odcinek czasowy  $\Delta t$ , który określa czas przejścia przez erythrocyt znanej i określonej napięciem  $U_g$  odległości  $l$  między oknami.

Po zmierzeniu czasu  $\Delta t$  posługując się wykresami napięć  $U_{A1}$ ,  $U_{A2}$ , prędkość krwi oblicza się ze wzoru  $V = l/\Delta t$ . Z przedstawionej zasady działania urządzenia do pomiaru prędkości krwi w naczyniach włosniczkowych można określić następujące jego zalety: operatorowi prezentowany jest obraz wypadkowy, zawierający wszystkie informacje dotyczące przeprowadzanego pomiaru, w tym także obraz rezultatów przetwarzania treści obrazu. Zwiększa to efektywność przeprowadzania pomiarów szczególnie dla obrazów niestabilnych, przemieszczających się, o niestałym kontraście. Ponieważ pomiar prędkości bazuje na pomiarze cech geometrycznych obrazu - urządzenie według wynalazku w porównaniu ze znanymi urządzeniami jest bardziej uniwersalne - może być wykorzystane bez zmian konstrukcyjnych do pomiaru takich parametrów geometrycznych obrazu jak: długość obiektu, średnica, grubość ścianki itd., a także do rejestracji zmian tych parametrów w czasie.

#### Z a s t r z e ż e n i e   p a t e n t o w e

Urządzenie do pomiaru prędkości krwi w naczyniach włosniczkowych pracujące w systemie pomiarowym z mikroskopem, kamerą TV, monitorem TV, rejestratorem, składające się z generatora pola pomiarowego, układu analizy sygnału wizji, mieszacza sygnałów, których wejścia połączone są z wyjściem sygnału wizji kamery TV, analizującej za pośrednictwem

mikroskopu obraz tkanki biologicznej, a wyjście generatora pola pomiarowego połączone jest z drugim wejściem mieszacza i drugim wejściem układu analizy sygnału wizji, którego wyjście sygnału analogowego połączone jest z wejściem rejestratora, a wyjście mieszacza połączone jest z wejściem monitora TV, z n a m i e n n e t y m , że układ analizy sygnału wizji (5) zawiera komparator (9), na jedno wejście którego podawany jest sygnał wizji ( $U$ ), na drugie wejście napięcie ( $U_D$ ) poziomu dyskryminacji, a jego wyjście jest połączone z pierwszym wejściem pierwszej bramki I (10), na drugie wejście której jest podany sygnał ( $U_T$ ) formowania pola pomiarowego, a wyjście jest połączone z trzecim wejściem mieszacza (6) i pierwszym wejściem drugiej bramki I (11), na drugie wejście której są podane impulsy ( $U_G$ ) dyskretyzacji rastra telewizyjnego, a wyjście jest połączone z wejściem licznika (12).

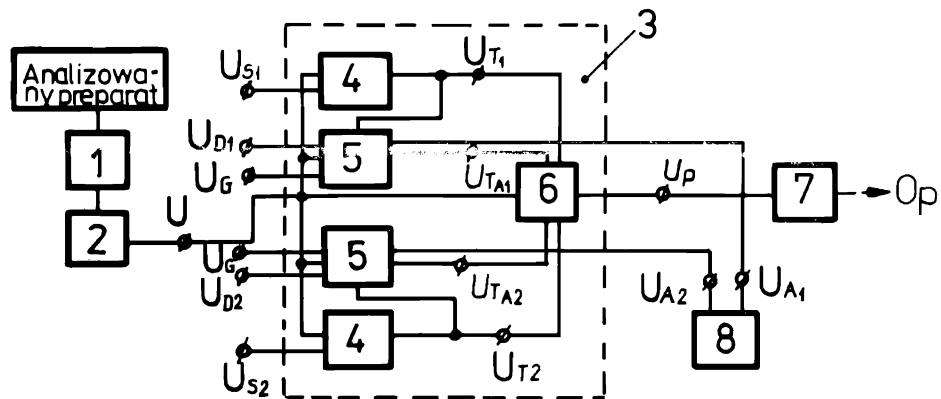


Fig. 1.

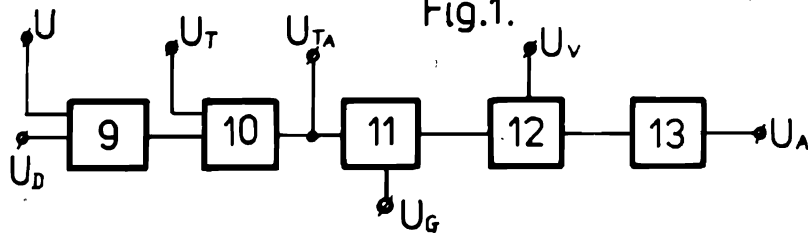


Fig. 2

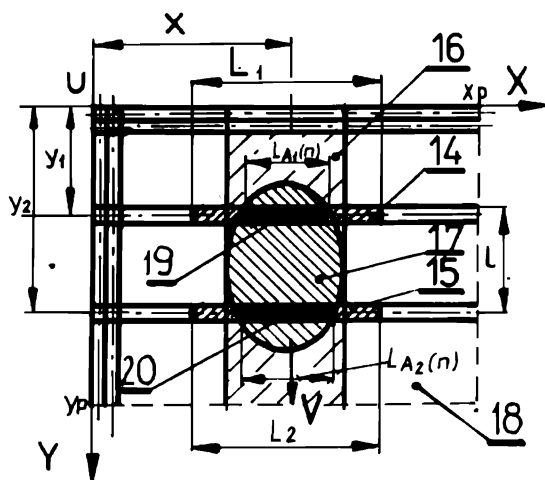


Fig. 3

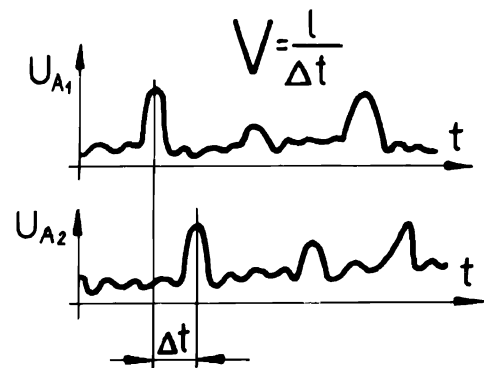


Fig. 4.